

**EXPERIMENTELLE UNTERSUCHUNGEN
ZUM STUDIUM DER
MECHANISCHEN AUSLOCKERUNGSMOMENTE
BEI UNTERSCHIEDLICHER
IMPLANTATIONSTECHNIK
EINER ENDOPROTHESENPFANNE**

Jürgen Rütt

—
1975



Digitized by the Internet Archive
in 2026

Aus der Orthopädischen Klinik der Universität München

Direktor: Professor Dr. med. A.N. Witt

EXPERIMENTELLE UNTERSUCHUNGEN ZUM STUDIUM DER MECHANISCHEN
AUSLOCKERUNGSMOMENTE
BEI UNTERSCHIEDLICHER IMPLANTATIONSTECHNIK EINER
ENDOPROTHESENPFANNE

Inaugural - Dissertation

zur Erlangung der Doktorwürde in der gesamten Medizin
verfaßt und einer Hohen Medizinischen Fakultät
der Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von

Jürgen Rütt

aus

München

1975

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät der Universität München

Berichterstatter: Professor Dr. med. Michael Jäger

Mitberichterstatter: Professor Dr. med. A.N. Witt

Dekan: Professor Dr. med. W. Spann

Tag der mündlichen Prüfung: 29. Juli 1975



INHALTSÜBERSICHT

	Seite
A EINLEITUNG	
I Geschichtlicher Überblick über die Entwicklung der Hüftendoprothesen	1
II Problemstellung	3
III Diagnostische Methoden zur Erfassung nichtinfektiöser Pfannenlockerungen	
1) röntgenologisch	7
2) klinisch	9
B EXPERIMENTELLE UNTERSUCHUNG	
I Material und Methode	11
1) Versuchsserie I (a)	12
Versuchsserie II (b)	13
2) Hüftpfannenvermessung	13
3) Volumetrie der Knochensubstanz und Corticalismessung	14
4) Implantation der Kunstpfanne	17
5) Versuchsanordnung zur Torsionsauslockerung	17
II Ergebnisse	
1) Auswertung der Volumetrie, der Hüftpfannenvermessung und der Corticalisdicke	24
2) Auswertung des zur Auslockerung nötigen Drehmomentes, der Steigungswinkel der Auslockerungskurven und die optische Auswertung des Pfannenabgusses, der Methacrylateinbettungen und der Knochenpfannen nach der Auslockerung	25
III Statistische Methode	32
C DISKUSSION	33
D ERGÄNZENDE VERSUCHE	
I Zur Frage des Bruches der Methacrylatzapfen während der Auslockerung	43
II Zur Frage der Benetzung der knöchernen Pfanne mit Blut und ihre Wirkung auf das Auslockerungsdrehmoment und den Steigungswinkel der Auslockerungskurve	46
E ZUSAMMENFASSUNG	52
F LITERATURVERZEICHNIS	54
G LEBENS LAUF	64

A EINLEITUNG

I. GESCHICHTLICHER ÜBERBLICK ÜBER DIE ENTWICKLUNG DER HÜFTENDOPROTHESEN: -----

Plastische Gelenkoperationen wurden in Form der Interpositionsarthroplastik bereits Mitte des 19. Jahrhunderts entwickelt.

Während dieses Verfahren zunächst der Behandlung von Ankylosen diente (VERNEUILLE), wurde die Interpositionsarthroplastik später auch zur Behandlung degenerativ veränderter Gelenke durchgeführt.

In der Folge erfuhr die Methode durch Verwendung verschiedener homoio-, hetero- und alloplastischer Interponate eine Erweiterung. Sie brachte bei Verwendung körpereigener Materialien (Cutis, Faszie, Fett) an der oberen Extremität zum Teil befriedigende Ergebnisse. Dagegen blieben die Dauerergebnisse an den unter statischer Belastung stehenden Gelenken der unteren Extremitäten meist unbefriedigend.

Die ersten Versuche mit dem alloplastischen Gelenkersatz wurden Ende des letzten Jahrhunderts durchgeführt.

GLUCK berichtete 1890 über die Implantation von Elfenbeinendoprothesen an Hand- und Kniegelenken, die mit

Scharnieren oder Kugelgelenken untereinander verbunden waren. Zur Verankerung der Endoprothese verwandte man eine Mischung aus Colophonium, Bimsstein und Gips, die wie Leim wirkte.

Ab 1938 wurden erste Versuche mit Ganzmetallendoprothesen am Hüftgelenk unternommen. WILLES befestigte eine Metallpfanne mit Schrauben am Becken und fixierte den Endoprothesenkopf durch einen Bolzen am Schenkelhals.

URIST fixierte 1939 eine hufeisenförmige Kunstpfanne mit Schrauben am Becken.

Im selben Jahr verwandte HABOUSH zum ersten Mal Methylmethacrylat zur Verankerung einer Totalendoprothese.

1951 implantierte McKEE eine Ganzmetallendoprothese, bei der die Pfanne mit dem Becken verschraubt war.

In den Jahren 1952/1953 benutzten GAENSLEN/McBRIDE metallische Pfannenendoprothesen, die mittels durchlöcherter Leisten am Becken verankert waren.

Seit 1956 experimentiert SCALES mit Pfannenfixationen ohne Knochenzement.

RING entwickelte eine Endoprothese, bei der die Pfannenfixation im os ilium mittels Schraubengewinde erreicht wird.

Die Fixation der russischen Endoprothese nach SIVASH erfolgt nach dem gleichen Prinzip.

Ab 1958 führte CHARNLEY zur Verankerung der Endoprothesenteile das Polymethylmethacrylat bei den Gelenkersatzoperationen ein.

Inzwischen hat sich diese Verankerung der Prothesenteile im Knochen mittels Polymethylmethacrylat als die im Augenblick optimalste durchgesetzt.

II. PROBLEMSTELLUNG:

Eines der ungelösten Probleme des alloplastischen Hüftgelenkersatzes stellt die Auslockerung des Kunstgelenkes aus dem knöchernen Lager dar.

Von der Lockerung können sowohl die Prothesenpfanne als auch der Prothesenstiel isoliert oder gemeinsam betroffen sein. Dabei ist zwischen infektiösen und nicht infektiösen Lockerungen grundsätzlich zu unterscheiden.

Eine Übersicht der vorliegenden Literatur zeigt, daß bei nicht infektiösen Lockerungen die der Pfannen gegenüber denen der Prothesenstiele überwiegen. Die Schwankungsbreite der Angaben über nicht infektiöse Pfannenlockerungen liegen dabei zwischen 0,8 und 6,5 % (siehe Tabelle 1a und b).

In der Literatur findet man bisher experimentelle Untersuchungen, die sich mit der Lockerung der einzelnen implantierten Endoprothesenteile beschäftigen:

1. KRATZERT und SCHELLMANN, KÖLBEL und BOENICK befaßten sich mit der Haftung von autopolymerisierenden Kunstharzen in Abhängigkeit von der Oberflächengestaltung des Knochenlagers.
2. CHARNLEY, PARSONS et al. untersuchten die Verankerung des Prothesenstiels im Femurschaft.
3. ANDERSSON et al. befaßten sich mit der Lockerung der in Polymethylmethacrylat eingebetteten Pfanne gegenüber dem Hüftknochen.

Dabei untersuchten ANDERSSON et al. in ihren Torsionsversuchen an der Knochen-Palacos-Grenze in wieweit:

- a) Belassen des Pfannenknorpels
- b) Ausschaben des Pfannenknorpels
- c) Belassen des Gewebes in der fossa acetabuli
- d) Sorgfältiges Entfernen des Gewebes aus der fossa acetabuli
- und
- e) Anlegen von einem oder drei Bohrlöchern (12,7 mm Durchmesser)

einen Einfluß auf die zur Auslockerung nötige Torsionskraft hat.

Autor und Jahr	Fall- zahl	McKee Pfanne	McKee Stiel	Charnley Pfanne	Charnley Stiel	Müller - Charnley Pfanne	Müller - Charnley Stiel	Weber - Huggeler Pfanne	Weber - Huggeler Stiel
MORRIS u. NICHOLSON 1970	125			0	0				
McKEE 1970	300	4(1,3%)	4(1,3%)						
FREEMAN 1970	61	2(3,3%)	0						
CHAPCHAL u. MÜLLER 1970	121 72	2(1,7%)	1(0,8%)	1(1,4%)	0				
SAFI u. SCHREIBER 1972	121	2(1,7%)	0						
STAUFFER u. JOHNSTON 1971	110			0	0				
KEHR 1973	203					0	4(2%)		0
BENUM 1971	62							0	0
HARALDSON 1971	80	0	0					1(0,5%)	0
WEBER 1971	211								
STERN u. GRANT 1972	50					1(2%)	1(2%)		
CHARNLEY 1972	210			2(1%)	0				
EFTEKHAR 1971	138			2(1,4%)	0				
OWEN 1971	121			1(0,8%)	0				
WILSON u. Mitarb. 1972	100	6(6%)	5(5%)						

Bei den vorliegenden Versuchen sollte jedoch im Gegensatz zu ANDERSSON et al. aus praktisch klinischen Erwägungen heraus untersucht werden, in wieweit die belassene, jedoch angerauhte Corticalis oder die rein spongiöse Oberfläche der gesamten knöchernen Pfanne sowie die Anzahl der angebrachten Bohrlöcher einen Einfluß auf die primäre Festigkeit des Aufsitzes der implantierten Kunstpfanne hat.

III. DIAGNOSTISCHE METHODEN ZUR ERFASSUNG NICHTINFEKTIÖSER PFANNENLOCKERUNGEN:

1) r ö n t g e n o l o g i s c h

Um bei Patienten mit Endoprothesen eine möglichst optimale Nachuntersuchung vornehmen zu können und bei möglichen Spätkomplikationen die Röntgendiagnostik am besten auszunützen, empfehlen wir den Gebrauch von röntgenpositivem Knochenzement und - wenn Plastikpfannen verwendet werden - die Pfannen zu implantieren, die mit Draht markiert sind. Dann nämlich ist es am ehesten möglich, eine Positionsänderung der Kunstpfanne auf dem Röntgenbild mit Sicherheit feststellen zu können. Weiterhin wird bei Verdacht auf Pfannenlockerung eine Funktions-

aufnahme bei Zug und Druck der entsprechenden Extremität vorgenommen. Diese Aufnahme sollte zur besseren Auswertung mit Kontrastmittel durchgeführt werden, wie es WITT und HACKENBROCH fordern. Außerdem erleichtern regelmäßige röntgenologische Kontrollen die Erkennung einer Verschiebung der Kunstpfanne, die eine mögliche Lockerung bedeutet.

Mehrere Autoren, KEHR, BOITZY und ZIMMERMANN, HES-SERT und JÄGER sowie JOHNSTON weisen auf den vielfach zu findenden Osteolysesaum im Röntgenbild hin. Auch CHARNLEY sieht diese Aufhellungslinien, doch er schreibt: "Eine Aufhellungslinie zwischen Zement und Knochen muß nicht eine Lockerung der Prothese bedeuten, kann es aber."

Zur Diagnose einer Pfannenlockerung wäre der Osteolysesaum zu verwenden, wenn er bei verschiedenen Röntgenkontrollen starke Veränderungen aufweisen würde.

Zum sicheren röntgenologischen Befund einer Pfannenlockerung führt also eine Hüftarthrographie und die Funktionsaufnahmen bei Zug und Druck.

Positionsänderungen der Kunstpfanne, die zwar als solche diagnostiziert werden, bei Funktionsaufnahmen

jedoch keine Wackel- oder Kippbewegungen erkennen lassen, müssen nicht Lockerung bedeuten.

EFTEKHAR beschreibt einen Fall, bei dem eine zentrale Dislokation und eine Verkürzung der Extremität vorlag. Im weiteren Verlauf stabilisierte sich jedoch die Prothese durch mediale Verschiebung des Oberschenkelhalses und am Pfannenboden. Der Patient war schmerzlos, es erfolgte keine Reoperation.

2) k l i n i s c h

Bei der klinischen Untersuchung ist vor allem der Schmerz das Leitsymptom und zwar als Zug- und Stauchungsschmerz und als Belastungs- und Rotationschmerz. Weiterhin können bei manueller Untersuchung im Hüftgelenk Pump- und Wackelbewegungen festgestellt werden, wie es FRIEDEBOLD beschreibt. Auch eine Pfannenluxation kann einmal aus einer Lockerung der Kunstpfanne resultieren.

Bei der Beurteilung, ob eine Pfannenlockerung vorliegt oder nicht, müssen diese beiden Beurteilungsmöglichkeiten keineswegs übereinstimmen. Mehrfach (CHARNLEY, EFTEKHAR, A. RÜTT) werden Fälle beschrieben, bei denen röntgenologisch sicher eine Pfannenlockerung vorlag, bei denen jedoch die Patienten

beschwerdefrei sind und mit der Funktion ihres Hüftgelenkes voll zufrieden sind oder aber die andere Möglichkeit, daß der Patient große Schmerzen hat, jedoch weder eine Spätinfektion nachzuweisen noch eine Pfannenlockerung röntgenologisch zu verifizieren ist.

Es wird bei Vorliegen einer Pfannenlockerung unterschieden zwischen Lockerung ohne Positionsänderung der Kunstpfanne und Lockerung mit verschobener Kunstpfanne. Außerdem besteht bei Protrusio acetabuli die Möglichkeit der Penetration der Pfanne in das kleine Becken.

B EXPERIMENTELLE UNTERSUCHUNG

I. MATERIAL UND METHODE:

Von Leichen, bei denen keine Knochenerkrankungen bekannt waren, wurden beide ossa coxae entnommen. Es wurden möglichst große Anteile der ala ossis ilii, des os pubis und des os ischii belassen. Nach Entfernung der Weichteile wurden die Hüftknochen entweder sofort im Versuch verwendet oder in einer Kühltruhe bei -36°C gelagert. Für die Versuche wurde das kältekonserverte Knochenmaterial bis auf Zimmertemperatur aufgetaut.

P r ä p a r a t i o n d e r k n ö c h e r n e n P f a n n e :

Der Knochen wurde in einen Schraubstock gespannt, wodurch für das Ausfräsen und Bohren ein besserer Halt gegeben war. Der ligamentäre Rand der Pfanne wurde bei jedem zum Versuch präparierten Knochen abgetragen. Die Weichteile der fossa acetabuli wurden ebenfalls entfernt.

Von der weiteren Versuchsvorbereitung an unterschied-

den sich zwei Versuchsserien grundsätzlich. Diese Versuchsserien gliederten sich in drei Versuchsreihen mit je sechs gleichablaufenden Einzelversuchen.

Es wurde wie folgt vorgegangen:

1. VERSUCHSSERIE I: Um den knorpeligen Anteil der Knochenpfanne bis zur Corticalis abzutragen, wurde die Pfanne mit einer Kugelfräse, Durchmesser 32 mm, ausgefräst.

VERSUCHSREIHE I A: Nach Abtragung des Pfannenknorpels erfolgte keine weitere Präparation der Knochenpfannen.

VERSUCHSREIHE I B: Zur zusätzlichen Verankerung wurden im os pubis, os ilium und os ischii je ein Bohrloch mit einem Durchmesser von 9 mm und einer Tiefe von 20 mm angelegt.

VERSUCHSREIHE I C: Es wurden fünf Bohrlöcher, je ein Bohrloch im os pubis und je zwei Bohrlöcher im os ilium und os ischii, angelegt. Die Bohrlöcher hatten einen Durchmesser von 9 mm und eine Tiefe von 20 mm.

VERSUCHSSERIE II: Mit einer Kugelfräse wurden der Pfannenknorpel und die Corticalis der knöchernen Pfanne abgetragen. So bestand mit Ausnahme der physiologischen Sklerosierung in der fossa acetabuli die gesamte Oberfläche der knöchernen Pfanne aus spongiösem Knochen.

VERSUCHSREIHE II A: (Fräsen bis zur Spongiosa) Keine weitere Präparation

VERSUCHSREIHE II B: Wie I B (drei Bohrlöcher)

VERSUCHSREIHE II C: Wie I C (fünf Bohrlöcher)

2. HÜFTPFANNENVERMESSUNG:

Zur Feststellung, in wie weit die Form der knöchernen Pfanne einen Einfluß auf die primäre Festigkeit des Sitzes der Kunstpfanne hat, wurde eine Vermessung der knöchernen Pfannen vorgenommen.

Dazu wurde mit "Optosil", einem in der Zahnmedizin verwendeten schnell härtenden Kunststoff, ein Abdruck der Knochenpfanne genommen, nachdem diese in der oben beschriebenen Weise für die Implantation vorbereitet war.

Zur Bestimmung der Pfannentiefe und des Pfannendurchmessers wurde der Optosilabdruck später in Gips ab-

gegossen, um so eine Positivform zu haben, an der die Maße abgenommen werden konnten:

Die Pfannentiefe wurde als Lot von einer Waagerechten zwischen zwei gegenüberliegenden Punkten des Pfannenrandes und der fossa acetabuli gemessen.

Der Mittelwert aus den Werten dreier willkürlich gewählter Durchmesser ergab die Größe des Pfannendurchmessers.

In beiden Fällen zeigte sich bei der Verteilung der Werte eine Gauß'sche Normalverteilung (Siehe Abbildung 1).

3. VOLUMETRIE DER KNOCHENSUBSTANZ UND CORTICALISMESSUNG:

Bei jenen Versuchsreihen, bei denen zur besseren Verankerung Bohrlöcher angelegt wurden (IB/IC, IIB/IIC), wurde zur Feststellung des Osteoporosegrades und der Corticalisdicke je ein Gewebszylinder mit einem Myelotomieinstrumentarium (nach BURKHARDT) aus dem os ilium, os ischii und os pubis entnommen.

Nach Entnahme der Knochenzylinder aus dem Pfannenbereich wurden die Bohrlöcher jeweils auf einen Durchmesser von 9 mm und auf eine Tiefe von 20 mm erweitert.

Darüberhinaus wurden zwei weitere Gewebszylinder aus

der crista iliaca im Abstand von 2 cm entnommen. Die Fixation, Entwässerung und Methacrylateinbettung der Gewebszylinder wurde nach BURKHARDT vorgenommen. Die Herstellung von unentkalkten Semi-Dünnschnitten (3μ) erfolgte mit einem Hochleistungs-Mikrotom (Carl ZEISS), die Färbung der Schnitte mit Gallaminblau-Giemsa und nach LADEWIG zur lichtmikroskopischen Beurteilung. An Schnitten vom vorderen Abschnitt des Beckenkammes und von dem pfannenbildenden Teil des os ilium wurden folgende Merkmale verglichen: Spongiosaarchitektur, Osteoidanbau, Umbauaktivität, Fettgewebsanteil, Fasergehalt, Beschaffenheit der Blutgefäße und Vorkommen entzündlicher Infiltrate.

Bei der Auswertung der Anschnittoberfläche (im Längsschnitt) im Auflicht wurde ein Punktzählokular (Carl ZEISS) zur Spongiosavolumenbestimmung benutzt. Dabei wurden pro Probe je 30 Gesichtsfelder mit je zweimaliger Okulardrehung (WENZKOWSKI) ausgezählt. Es wurden getrennt verglichen die Spongiosavolumina aus dem vorderen Abschnitt des Beckenkammes, aus dem pfannenbildenden Anteil des Os ilium und aus den Durchschnittswerten der drei pfannenbildenden Knochen: ossa ilii, ischii und pubis.

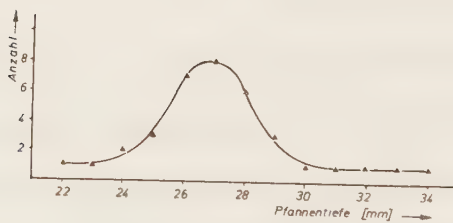
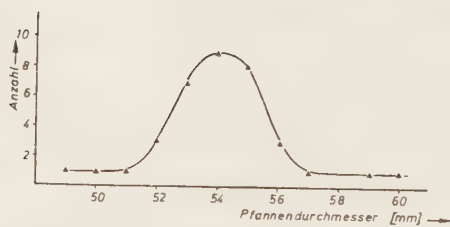


Abbildung 1: Verteilungskurven der ermittelten Pfannendurchmesser und Pfannentiefen

4. IMPLANTATION DER KUNSTPFANNE:

In die so vorbereiteten Hüftpfannen wurde jeweils eine Endoprothesenpfanne, Typ Weber-Huggler, Größe 42, vollkommen randschlüssig mit Polymethylmethacrylat implantiert. Diese Pfanne war für die Torsionsversuche besonders konstruktiv verändert worden (Abbildung 2).

Bei allen Versuchen wurde als Knochenzement das Polymethylmethacrylat "Palacos" verwandt.

Um eine Retraktion des Methylmethacrylats während der Aushärtung zu vermeiden und um eine möglichst gleichmäßige Verteilung in der knöchernen Pfanne zu haben, wurde die Versuchspfanne zusätzlich mit konstant 3 kp belastet (Abbildung 3). Dabei stimmte die Aushärtungszeit bei diesen Versuchen mit der bei Operationen veranschlagten Zeit überein.

5. VERSUCHSANORDNUNG ZUR TORSIONSAUSLOCKERUNG:

Zur weiteren Versuchsdurchführung wurde der Hüftknochen mit der implantierten Pfanne in Epoxidharz eingebettet und zwar derart, daß der Mittelpunkt der Kunstpfanne bei jedem Versuch auf die gleiche Stelle zentriert war. Dafür wurde speziell eine Metallform konstruiert.

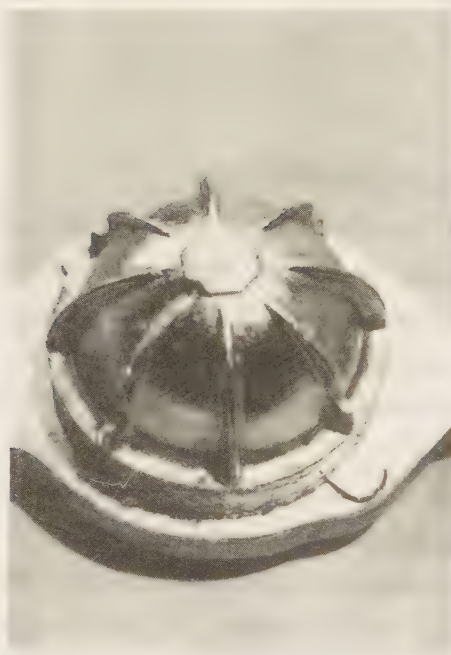


Abbildung 2: Speziell für die Torsionsversuche umkonstruierte Weber-Huggler-Pfanne (Größe 42). Im Bild ist sie mit der zur Einbettung in Epoxidharz notwendigen Fixiervorrichtung verschraubt.



Abbildung 3: Der eingespannte Hüftknochen mit implantierter Pfanne, die bei der Aushärtung des Knochenzementes zusätzlich mit einem Gewicht von 3 kp belastet war.

Ein Metallbügel, mit dem die implantierte Endoprothesenpfanne verschraubt war, hielt den Knochen während der Einbettung in Epoxidharz bis zur Aushärtung in der gleichen Position. Die Aushärtung des Epoxidharzes dauerte 24 Stunden. Dabei kam es zu einer maximalen Temperaturentwicklung von ca. 60°C . Nach Aushärtung des Epoxidharzes wurde der Metallbügel entfernt und der gesamte Komplex für den Auslockerungsversuch bei einer form- und kraftschlüssigen Verbindung von der Pfanne mit einer drehbar gelagerten Achse in einer eigens konstruierten Torsionsapparatur befestigt (Abbildung 6).

Diese bewirkte bei der Aufbringung einer vertikalen Kraft auf einen mit der Drehachse verbundenen Hebelarm eine Rotationsbewegung der Pfanne um ihre Achse, so daß die Pfannenverankerung, also die Grenzfläche Methylmethacrylat-Knochen, einer Torsionsbeanspruchung ausgesetzt war.

Die gesamte Apparatur wurde auf dem Querjoch des vollelektronischen Universalprüfgerätes "Zwick-Typ 1442" verschraubt (Abbildung 5). Die Erzeugung des Torsionsmomentes erfolgte bei vertikaler Bewegung des Querjoches (konstante Geschwindigkeit 10 mm/min) durch Kraftübertragung auf den oben erwähnten Hebelarm (Abbildung 6).

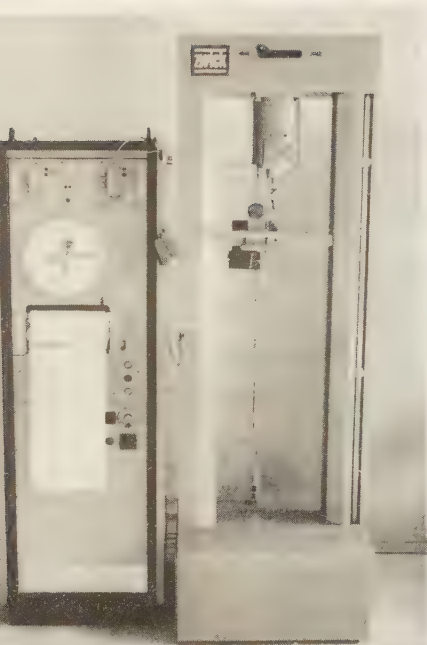


Abbildung 4: Verwendete Universalprüfmaschine Typ "Zwick 1442"

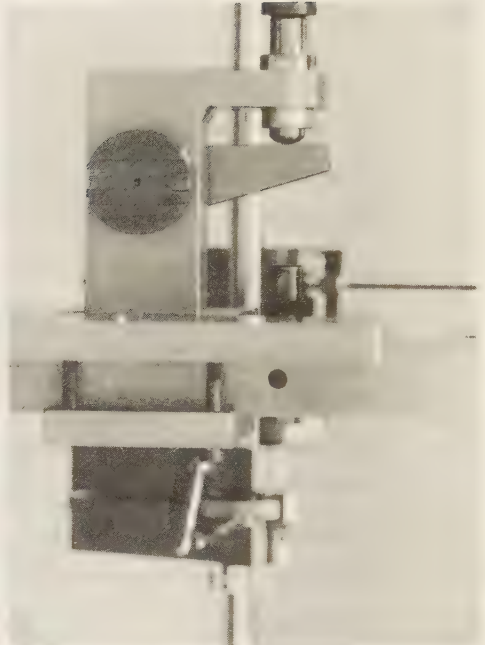


Abbildung 6: Torsionsapparatur mit Hebelarm und Passform (Quersteg) zur Kraftübertragung auf die implantierte Pfanne

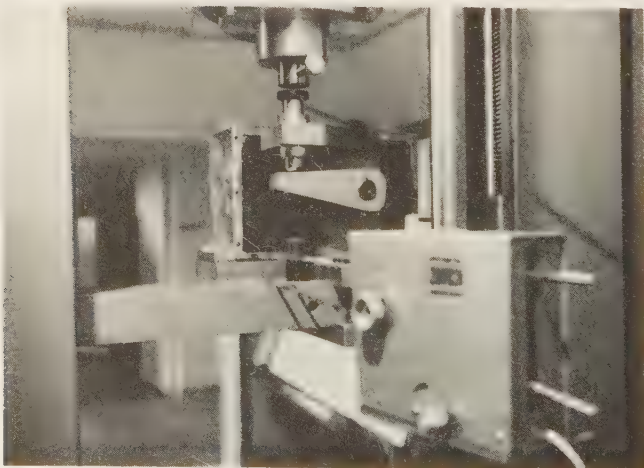


Abbildung 5: Auf dem Querjoch der Prüfmaschine aufgeschraubter Epoxidblock mit dem eingebetteten Hüftknochen

Die elektronische Kraft- und Wegmessung wurde bei dieser Versuchsanlage auf einen Diagrammschreiber übertragen. Unter Berücksichtigung der geometrischen Konstruktionsgegebenheiten konnte durch einfache Umrechnung das erhaltene Kraft-Weg-Diagramm in ein Torsionsmoment-Torsionswinkel-Diagramm transformiert werden.

Aus den ermittelten Werten wurden Durchschnittskurven erstellt. Dabei ergab sich bei all diesen Torsionsverfestigungskurven (siehe Abbildungen 7a und 7b) ein elastischer Bereich und ein plastischer Bereich. Der elastische Bereich war durch einen annähernd linearen Verlauf gekennzeichnet. Für diesen linearen Teil des Diagramms gilt dann ähnlich dem HOOK'schen Gesetz beim Zugversuch:

$$M_t = m \cdot \varphi$$

M_t = Torsionsmoment im elastischen Bereich

m = Steigerung der Kurve

φ = Torsionswinkel

Die Steigerung m der Kurve, die durch den Winkel α dokumentiert wurde, stellt also eine dem Schubmodul G entsprechende charakteristische Größe dar.

Dies bedeutet: je kleiner m ist, um so geringer ist der Verfestigungswiderstand der jeweils beanspruchten Pfannensubstanz (Corticalis oder Spongiosa).

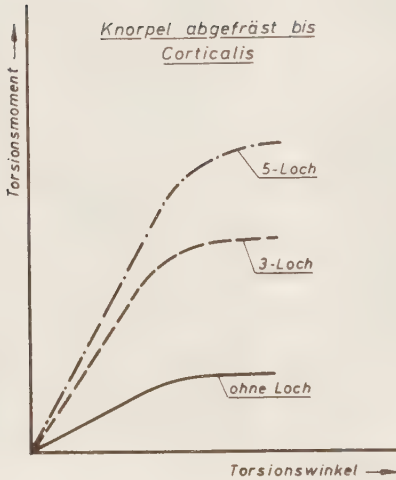
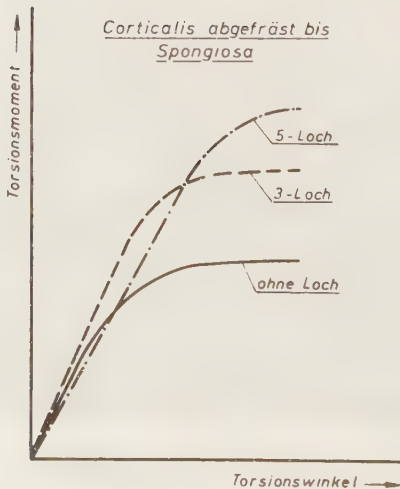
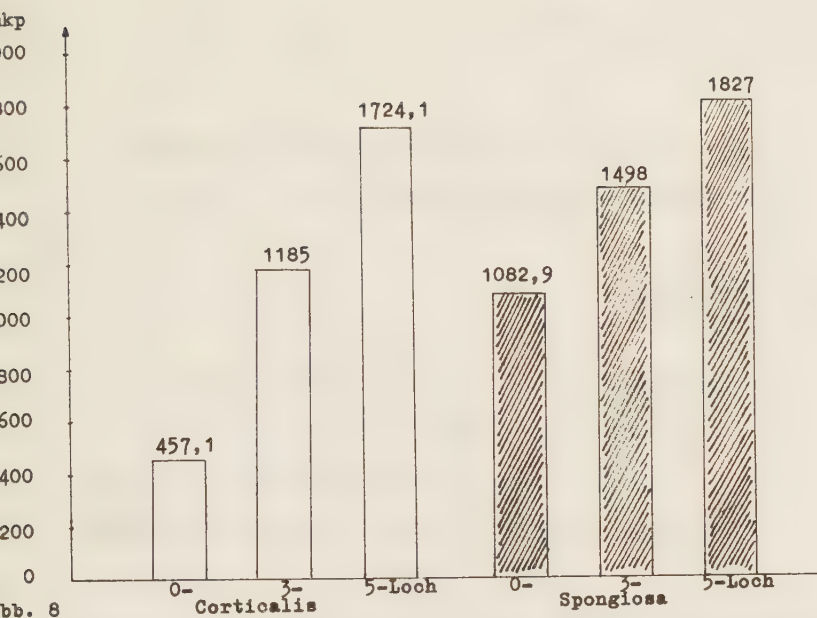


Abbildung 7:
Torsionsverfestigungs-
kurven (Mittelwerte)

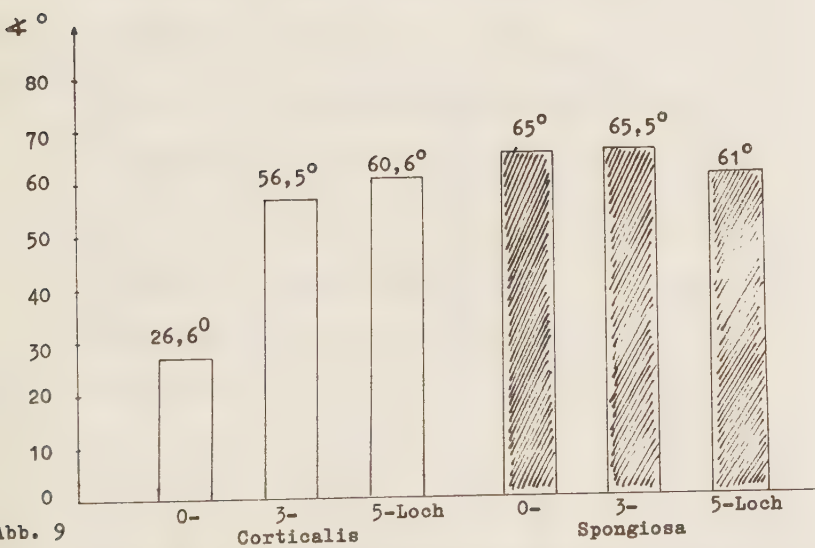
a) Knorpel abgefräst bis
zur Corticalis



b) Knorpel und Corticalis
abgefräst bis in die
Spongiosa



Graphische Darstellung der Auslockerungsdrehmomente (Mittelwerte)



Graphische Darstellung der Steigungswinkel der Auslockerungskurven (Mittelwerte)

Das Torsionsmoment wurde am Wendepunkt vom elastischen zum plastischen Bereich bestimmt.

II. ERGEBNISSE:

1. AUSWERTUNG DER VOLUMETRIE, DER HÜTFPANNENVERMESSUNG UND DER CORTICALISDICKE: _____

Zwischen den ermittelten Spongiosavolumina der in Versuch genommenen Beckenknochen und der in den Versuchen geprüften mechanischen Belastbarkeit im Pfannengebiet ergab sich keine rechnerische Beziehung.

Bei der Auswertung der angeschnittenen Gewebszylinder wurden für die Spongiosavolumina die aus Tabelle 2 ersichtlichen Werte gefunden. Dabei lag das Spongiosavolumen des Beckenkammes in 14 Fällen über dem Durchschnittsvolumen der pfannenbildenden Knochen und in neun Fällen über dem Volumen des os ilium in der Pfannengegend. Es lag in sieben Fällen unter dem Durchschnittsvolumen der pfannenbildenden Knochen und in 12 Fällen unter dem Volumen des os ilium in der Pfannengegend. Vierzehnmal war das os ilium spongiosareicher als der Durchschnitt der pfannenbildenden Knochen, siebenmal dagegen spongiosärmer.

Versuchsreihe	Corticalis - drei Loch						Corticalis - fünf Loch					
Versuchsnummer	7	8	9	10	11	13	12	14	15	16	17	18
Os ilium	6,75	17,75	21,35	11,45	16,75	21,6	17,30	18,40	15,35	16,6	17,05	-
Mittelwert (er- rechnet aus: Os pubis, Os ischii und Os ilium)	10,4	20,4	18,55	12,15	15,95	17,1	14,4	18,35	13,65	19,3	16,55	-
Beckenkamm	15,4	13,45	20,6	17,7	11,8	14,3	12,9	18,5	14,9	12,5	12,1	-
Versuchsreihe	Spongiosa - drei Loch						Spongiosa - fünf Loch					
Versuchsnummer	27	33	34	35	36	37	38	39	40	41	42	43
Os ilium	7,0	16,05	16,5	15,05	20,75	16,05	16,9	27,3	16,8	13,7	13,65	14,4
Mittelwert (er- rechnet aus: Os pubis, Os ischii und Os ilium)	8,9	14,9	16,1	11,25	15,6	12,5	16,4	18,8	16,95	16,0	11,8	15,25
Beckenkamm	-	11,9	20,3	12,4	18,7	24,8	24,1	25,6	17,2	26,2	16,6	17,0

Insgesamt ergibt sich somit aus diesem Material weder eine sichere Beziehung zwischen den Spongiosavolumina der untersuchten Beckenknochen und ihrer mechanischen Belastbarkeit, noch zwischen den Spongiosavolumina der Beckenknochen untereinander.

Der Vergleich der histologischen Merkmale zwischen dem Beckenkamm und dem pfannenbildenden Anteil des os ilium war durch zumeist stark fortgeschrittene Nekrolyse beeinträchtigt. Es wurde deshalb auf eine rechnerische Auswertung verzichtet.

Auch aus der Bewertung der Pfannentiefe, des Pfannendurchmessers und der Corticalisdicke war keine Beziehung mit den übrigen Versuchsergebnissen zu erkennen.

Für unsere Fragestellung der nicht infektiösen Auslockerung war jedoch von Bedeutung:

1. DAS ZUR AUSLOCKERUNG NÖTIGE DREHMOMENT
2. DER STEIGUNGSWINKEL DER AUSLOCKERUNGSKURVE
und
3. DIE AUSWERTUNG DES PFANNENABGUSSES, DER METHYL-
METHACRYLATEINBETTUNGEN UND DER KNOCHENPFANNEN
NACH DER AUSLOCKERUNG (Tabelle 3).

Versuchsreihe	Anzahl der Versuche	Alter (jahre)	Pfannen- durchmesser (mm)	Pfannen- tiefe (mm)	Corticalis- dicke (mm)	Osteo- porose (%)	Steigungs- winkel (o)	Auslockerungs- moment (cm/kgp)
I A Corticalis ohne Loch	6	47,2	53,3	26,0	-	-	26,6	457,1
Mittelwert		19/71	50/60	24/28	-	-	20/31	364/616
min./max.								
I B Corticalis drei Loch	6	52,7	53,3	28,3	1,96	15,75	56,5	1185,1
Mittelwert		31/65	53/54	24/33	1,75/2,16	10,4/20,4	48/60	924/1372
min./max.								
I C Corticalis fünf Loch	6	56,1	53,3	27,8	1,94	16,48	60,6	1724,1
Mittelwert		34/91	51/57	23/34	1,75/2,16	13,7/19,3	55/64	1484/2100
min./max.								
II A Spongiosa ohne Loch	6	44,5	54,3	26,8	-	-	65,0	1082,9
Mittelwert		29/71	49/56	25/28	-	-	57/70	504/1484
min./max.								
II B Spongiosa drei Loch	6	56,3	54,8	26,8	-	11,88	65,5	1498,0
Mittelwert		35/80	54/56	22/30	-	8,9/16,1	63/68	1204/1848
min./max.								
II C Spongiosa fünf Loch	6	54,8	54,1	25,5	-	15,86	61,0	1827,0
Mittelwert		29/84	53/55	24/29	-	11,8/18,8	51/70	1204/2464
min./max.								

ZU VERSUCHSREIHE I A: (Pfannenboden bis zur Corticalis auf-
gefräst, kein Bohrloch). Die mit "Op-
tosil" vorgenommenen Pfannenabdrücke
zeigen in Tiefe und Ausdehnung einen
sehr unterschiedlichen Bau der fossa
acetabuli. Bei den Versuchen konnte
jedoch keine Übereinstimmung zwischen
der Form der fossa acetabuli und der
zur Auslockerung benötigten Torsions-
kraft gefunden werden.

Aus den sechs durchgeführten Versu-
chen ließ sich ein durchschnittliches
Drehmoment von 457,1 cm kp und ein
durchschnittlicher Steigungswinkel
von $26,6^{\circ}$ errechnen. Nach der Ent-
fernung der Kunstpfanne aus dem Hüft-
knochen ließ sich keine Verformung der
knöchernen Pfanne durch die Torsion
feststellen. Dabei haftete nach der
Auslockerung das Methylmethacrylat
stets vollständig der Endoprothesen-
pfanne an.

ZU VERSUCHSREIHE I B: (Knochenpfanne bis zur Corticalis
aufgefräst, drei Bohrlöcher).

Bei der Auslockerung lag das durchschnittliche Drehmoment bei 1185,1 cm kp, der durchschnittliche Steigungswinkel bei $56,5^{\circ}$.

Nach Entfernung der Kunstpfannen waren die Methylmethacrylatzapfen, die sich durch die Bohrlöcher geformt hatten, meist an dem corticalen Rand des Bohrloches abgebrochen. Bei einigen Versuchen rissen die Kunststoffzapfen mit unregelmäßiger Begrenzung aus der Kunststoffumbettung der Endoprothesenpfanne heraus.

ZU VERSUCHSREIHE I C: (Knochenpfannen bis zur Corticalis aufgefäst, fünf Bohrlöcher). Aus den sechs Diagrammen dieser Versuchsreihe wurde ein durchschnittliches Drehmoment von 1724,1 cm kp und ein durchschnittlicher Steigungswinkel von $60,6^{\circ}$ errechnet. Wie bei Versuchsreihe I B brachen bei der Auslockerung Methylmethacrylatzapfen direkt am Rand des Bohrloches, wobei teilweise Bruchstücke der Kunststoffumbettung der Endoprothesenpfanne an den Zapfen verblieben.

ZU VERSUCHSREIHE II A: (Knochenpfannen bis zur Spongiosa auf-
gefräst, kein Bohrloch). Es fand sich
ein durchschnittliches Drehmoment von
1082,9 cm kp und ein durchschnittlicher
Steigungswinkel von 65° .
Makroskopisch zeigte sich ein deutli-
cher Einbau des Methylmethacrylats im
spongiösen Knochen. Nach Entfernung
der Kunstpfanne aus der knöchernen
Pfanne hafteten an dem Kunststoff
Spongiosapartikel und in den spongiö-
sen Räumen der Knochenpfanne Partikel
der Kunststoffumbettung.

ZU VERSUCHSREIHE II B: (Knochenpfannen bis zur Spongiosa
aufgefräst, drei Bohrlöcher). Die mit
"Optosil" vorgenommenen Pfannenabgüs-
se zeigten in einer Negativform die
angerauhte Oberfläche der Knochenpfan-
ne.
Es ergab sich im Durchschnitt ein hö-
heres Drehmoment von 1498 cm kp und
ein höherer Steigungswinkel von
 $65,5^{\circ}$. Es zeigte sich makroskopisch
wiederum eine intensive Verzahnung
des Methylmethacrylats im spongiösen
Knochen. Bei dieser Versuchsreihe

konnten interessanterweise neben dem Zapfenabbruch auch Zapfen, die aus der Spongiosa ausbrachen und mit dem übrigen Kunststoff im Verbund blieben, beobachtet werden. Die runden Bohrlöcher erfuhren eine mehr oder minder ausgeprägte ovale Ausweitung. Diese Ausweitung lag in der Torsionsrichtung der Pfanne.

ZU VERSUCHSREIHE II C: (Knochenpfanne bis zur Spongiosa aufgefräst, fünf Bohrlöcher). Die Pfannenabgüsse dieser Versuchsreihe zeigten wie in den Versuchsreihen II A und II B die angeraute Oberflächenstruktur der bis zur Spongiosa aufgefästen Knochenpfanne.

Mit 1827 cm kp lag das durchschnittliche Drehmoment deutlich höher als in der Versuchsreihe I C, dagegen stimmten die durchschnittlichen Steigungswinkel mit 61° überein.

Wiederum fanden sich glatt abgebrochene Zapfen, Zapfen mit Anteilen der Kunststoffumbettung (Abbildung 10) und Zapfen, die bei ausgeweitetem Bohrloch nicht von der Kunststoffumbettung gerissen waren (Abbildung 11).

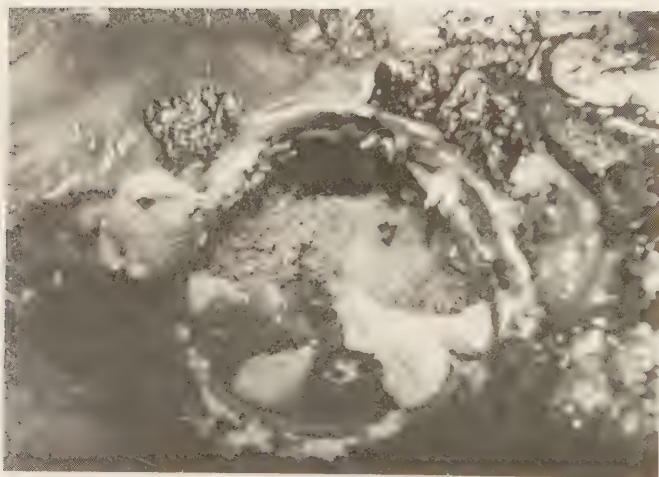


Abbildung 10: Abgebrochene Methacrylatzapfen mit Anteilen der Kunststoffumbettung.

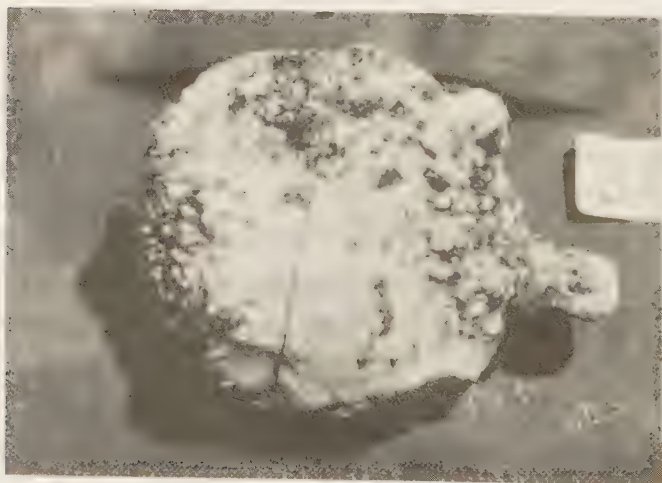


Abbildung 11: Methacrylatzapfen, der nicht von der Kunststoffumbettung abgeschert ist.

III. STATISTISCHE METHODE:

Als statistische Absicherung wurde der verteilungsabhängige Test von MOSTELLER für den Vergleich zweier unabhängiger Stichproben gewählt (SACHS).

In Tabelle 4 wurde jeweils ein Signifikationsniveau von 95 % mit einem (*) gekennzeichnet.

Tabelle 4: Statistische Auswertung

Auslockerungsmoment	Steigungswinkel
I A / I B *	I A / I B *
I B / I C *	I B / I C
I A / I C *	I A / I C *
II A / II B	II A / II B
II B / II C	II B / II C
II A / II C *	II A / II C
I A / II A *	I A / II A *
I B / II B	I B / II B *
I C / II C	I C / II C

* Die Vergleiche der Versuchsreihen weisen ein Signifikationsniveau von 95 % auf.

C DISKUSSION

Zu Anfang dieser Interpretation muß ganz besonders darauf hingewiesen werden, daß die vorliegenden Versuche und ihre Ergebnisse keinesfalls eine Verbesserung oder Klärung in der Frage der Implantationstechnik von Hüftgelenksendoprothesen aufzeigen sollten.

Vielmehr versuchten wir durch dieses rein biomechanische Experiment einige Parameter, die für die Auslockerung der Endoprothesenpfanne verantwortlich sein könnten, deutlicher dazulegen.

Sinn und Zweck dieser Untersuchungen konnte und sollte es auch nicht sein, Probleme, die in der biologischen Reaktion auf das eingebrachte Implantat liegen, zu erforschen. Außerdem lagen die gefundenen Auslockerungsdrehmomente weit über den Drehmomenten, die bei implantierten Hüftgelenktotalendoprothesen zu erwarten sind.

Bei unseren, mit einer speziellen Torsionsapparatur vorgenommenen Versuchen fanden wir Auslockerungsdrehmomente, die zwischen dem 4- bis 18-fachen der bei Simulatorversuchen gefundenen Werte lagen (WILSON u. SCALES, FREEMAN u. SWANSON).

Da nun in allen Versuchen die Werte für das zur Auslockerung nötige Drehmoment über dem physiologischen Belastungsbereich

lagen, erscheint uns ihre Auswertung und Interpretation nicht als wesentlicher Punkt unserer Ausführungen. Hin-gegen erscheint uns der Widerstand der Verbindung Methyl-methacrylat/Knochen gegen die Verdrehung, der Ausdruck findet im Wert des Steigungswinkels der Torsionskurven, von ausschlaggebender Bedeutung zu sein. Die Bedeutung des Torsionsdrehmomentes liegt dagegen mehr im Vergleich der einzelnen Versuchsreihen untereinander.

Vergleicht man unter diesen Gesichtspunkten die aus den Versuchsreihen gewonnenen Werte, die in den Mittelwertkurven dargestellt wurden (Abbildungen 7a und b, 8, 9), so bestätigt sich unsere Vermutung, daß die angeraute Oberfläche (Abbildungen 12a und b), die sich bei den Pfannenabgüssen der bis in die Spongiosa gefrästen Knochenpfanne zeigte, eine im Vergleich zu Versuchsreihe I wesentlich bessere Verankerung des Methylmethacrylat im Knochen erbrachte. Alle Werte, Drehmoment und Steigungswinkel, lagen bei Versuchsserie II über denen der Versuchsserie I. Der höchste Steigungswinkel ergibt sich für die Versuchsreihe, bei der die Hüftpfanne bis zur Spongiosa ausgefräst und zur Verbesserung der Verankerung zusätzlich drei Bohrlöcher angebracht worden waren (Versuchsreihe II B).



Abbildung 12: Vergleich der Oberflächenstruktur nach Ausfräsung am "Optosil"-Abdruck.

a) Knorpel abgefräst bis zur Corticalis



b) Knorpel und Corticalis abgefräst bis in die Spongiosa

Unsere Vermutung, daß vielleicht die Anrauhung bis in die Spongiosa mit der Anbringung von fünf Bohrlöchern (Versuchsreihe II C) den besseren Wert des Steigungswinkels hätte bringen können, wurde bei der Auslockerung nicht bestätigt.

Wir erklären dieses Ergebnis dadurch, daß es durch die Anbringung von fünf Bohrlöchern schon zu einer deutlichen Störung des knöchernen Pfannengesamtgefüges kam. Aufgrund klinischer Beobachtungen kam McKee zu einer ähnlichen Folgerung: Er verringert bei abnorm weichem Pfannengrund (z.B. progressiv-chronische Polyarthrititis, Protrusio acetabuli) die Anzahl der Bohrlöcher, um die Struktur der Pfanne in ihrer Tragfähigkeit nicht zu sehr zu vermindern.

Beim Vergleich der beiden von uns gewählten Implantationsmethoden untereinander fällt auf, daß die reine Knorpelabfräsung und Verankerung der Pfanne in der nur angerauhten Corticalis Torsionskräften den geringsten Widerstand entgegensetzt. Hier sind niedrigere Werte des Steigungswinkels wie auch des Drehmomentes bei Auslockerung zu finden.

Ganz im Gegensatz dazu zeigt die Kurve der Versuchsreihe II A (Auffräsung bis zur Spongiosa ohne Bohrlöcher) im Vergleich zu Versuchsreihe I A (Auffräsung bis zur

Corticalis ohne Bohrlöcher) schon einen wesentlich höheren Steigungswinkel wie auch ein wesentlich höheres Drehmoment bei der Auslockerung. Durch das Auffräsen werden Spongiosaräume eröffnet, die sowohl eine Vergrößerung der zum Kunststoff in Kontakt kommenden Oberfläche darstellen, wie sie auch eine intensivere Verhakung der Kunststoffteile in der Spongiosa zuläßt (Abbildungen 13a und b).

Vergleicht man die Kurven der Versuchsreihen I A, B und C, so kann daraus eindeutig gefolgert werden, daß - je mehr Bohrlöcher zur besseren Verankerung des Kunststoffes in der knöchernen Pfanne angelegt waren, eine intensivere Verfestigung, ausgedrückt im Ansteigen des Steigungswinkels wie in der Erhöhung des Drehmomentes bei der Auslockerung, bewirkt.

Beim Vergleich der Kurven von Versuchsreihe II A, B und C kann man im Gegensatz zu dem vorher Gesagten feststellen, daß die Kurve II C zwar die höchsten Drehmomente bei Auslockerung, jedoch den geringsten Steigungswinkel hat. Interessanterweise sind die durchschnittlichen Steigungswinkel der Versuchsreihe I C und II C miteinander identisch.

Wie wir schon feststellten, erbrachten die volumetrischen Untersuchungen keine wesentliche Differenzierung in Bezug auf die Auslockerung. Es spricht jedoch die im allgemeinen

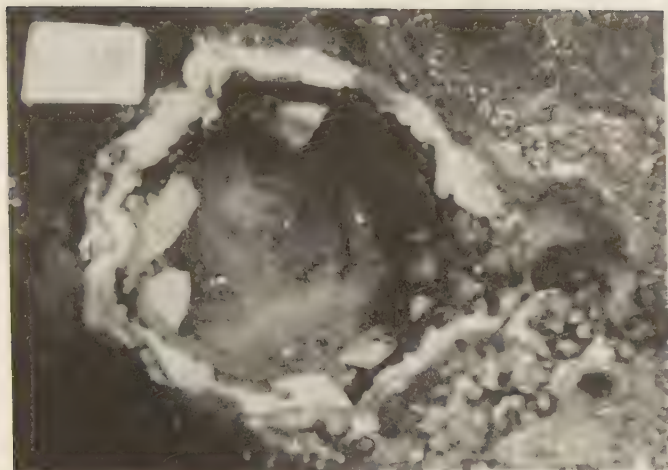
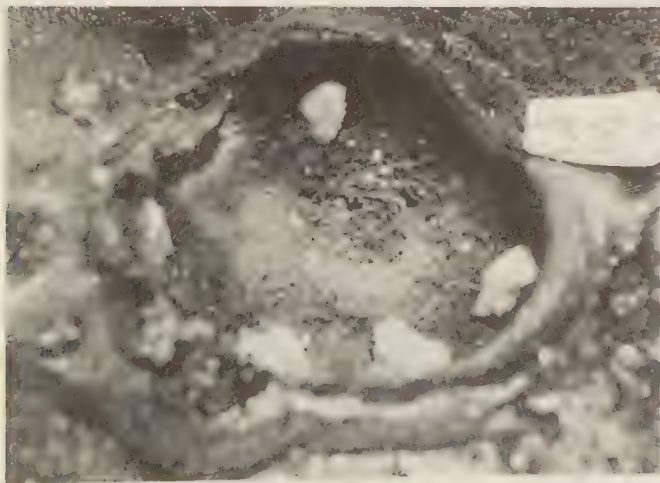


Abbildung 13: Vergleich der Knochenpfannen nach der Auslockerung.

a) Knorpel abgefräst bis zur Corticalis (fünf Bohrlöcher)



b) Knorpel und Corticalis abgefräst bis in die Spongiosa (fünf Bohrlöcher)

gute Übereinstimmung der untersuchten Merkmale dafür, daß weitere Untersuchungen über die Aussagemöglichkeit histologischer Befunde am Beckenkamm in Bezug auf Veränderungen am pfannenbildenden Anteil des os ilium sinnvoll sind. Insbesondere fällt die gute Übereinstimmung bei folgenden pathologischen Merkmalen auf: Fettgewebsvermehrung, interstitielles Marködem und sklerosierende Wandveränderungen an Markarterien.

Es fiel jedoch bei einzelnen Versuchen auf, daß bei extrem niederem Spongiosavolumen auch extrem niedere Steigungswinkel und Drehmomente bei der Auslockerung vorkamen (Abbildungen 14a und b). Bei diesen Fällen konnte sogar beobachtet werden, bei Versuchsserie II (Auffräsen bis in die Spongiosa), daß die Methylmethacrylatzapfen im Verband mit dem übrigen Kunststoff blieben, die Spongiosastruktur zerstörten und die Verankerungslöcher ausmahlten. (Abbildung 15)

Diese experimentellen Ergebnisse stellen eine gewisse Korrelation zu den klinischen Beobachtungen von A.N. WITT und M. HACKENBROCH jun. dar, die bei besonders weichem Pfannengrund (z.B. Protrusio acetabuli) die weitgehende Schonung der subchondralen Corticalis in Abweichung von der allgemeinen Implantationstechnik fordern.

S. C. CHEN et al., der die Präparation der Knochenpfanne

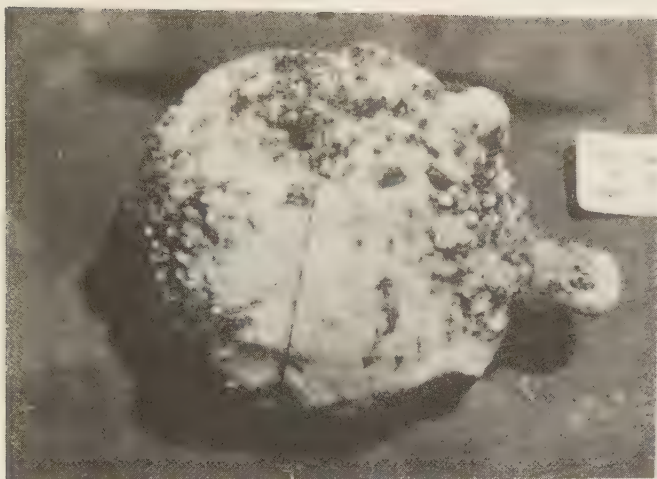
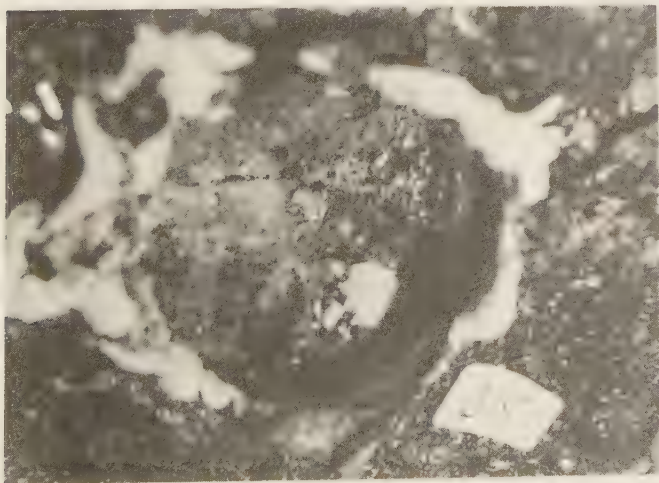


Abbildung 14: Versuch Nr. 35 (Versuchsreihe II B). Auf-
fräseung bis in die Spongiosa mit zusätzlichen drei Bohr-
löchern. Bei einem stark verminderten Spongiosavolumen
des Knochens (11,3%) ergaben sich für den Steigungswinkel
(63°) und das Auslockerungsdrehmoment (1204 cmkp) unter-
durchschnittliche Werte.

- a) Bei der Auslockerung kam es an der knöchernen Pfanne
zur ovalen Ausweitung der Verankerungslöcher.
- b) Die Methylmethacrylatzapfen blieben im Verband mit
dem übrigen Kunststoff.



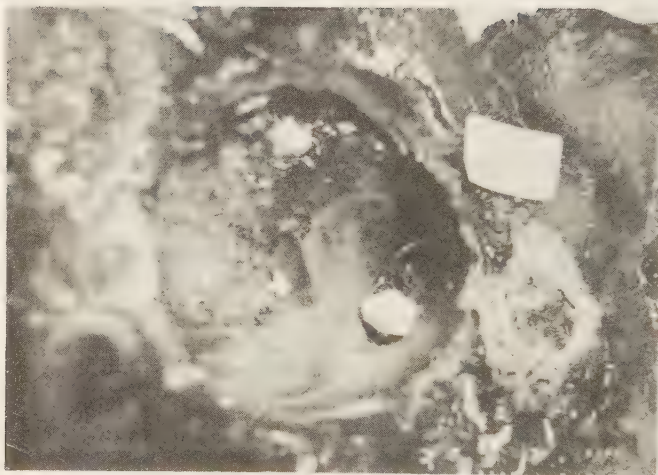


Abbildung 15: Auch bei Abfräsung des Knorpels bis zur Corticalis kam es zu Ausweitungen der Verankerungslöcher.

nach McKEE und eine Präparation mit zwölf kleineren und weniger tiefen Löchern in Bezug auf ein höchstes mögliches Drehmoment vergleicht, findet in 18 Versuchen mit durchschnittlich 1729 cmkp für das höchste Drehmoment einen annähernd gleichen Wert wie bei unseren Versuchen, nämlich sowohl bei 5-Loch-Corticalis 1724,1 cmkp wie auch bei 5-Loch-Spongiosa 1827 cmkp. Doch auch er gibt zu bedenken, daß ein zu großer Eingriff in die Struktur des Knochens eher zu Nekrosen und damit zur möglichen Lockerung führen können. Weiterhin weist er auf die Bedeutung der Blutbenetzung der knöchernen Pflanze hin.

D ERGÄNZENDE VERSUCHE

I. ZUR FRAGE DES BRUCHES DER METHACRYLATZAPFEN WÄHREND DER AUSLOCKERUNG:

Die Torsionskurven zeigten bei den Versuchen beider Versuchsreihen I A und II A einen kontinuierlichen Verlauf. Dagegen waren bei den Kurven der Versuchsreihen I B / I C sowie II B / II C deutliche Abbrüche im Kurvenverlauf erkennbar (Abbildung 16). Diese Abbrüche entsprachen in den meisten Fällen der Anzahl der angelegten Verankerungsbohrlöcher.

Zur Überprüfung, ob diese Kurvenunterbrechungen den Abbruch der Methylmethacrylatzapfen anzeigten, wurde folgende zusätzliche Versuchsanordnung getroffen:

Eine elektrische Schaltung wurde derart konstruiert, daß durch jeden Methylmethacrylatzapfen ein Stromkreis lief, der bei Bruch des Zapfens unterbrochen wurde.

Der Stromkreis innerhalb des Knochens bzw. des Palacoszapfens wurde mittels eines haardünnen Drahtes aufgebaut, der beim Einbringen des Knochenzementes jeweils in die Bohrlöcher mitimplantiert wurde. Die Reißkraft des Drahtes lag bei 3 kp. Um eine exakte Versuchsdurch-

führung zu gewährleisten, durften die Drähte untereinander und mit der Kunstpfanne keinen Masseschluß haben.

Es zeigte sich dann bei den weiteren Versuchen, daß die Annahme, die Kurvenunterbrechungen könnten jeweils mit dem Bruch eines Methylmethacrylatzapfens zusammenhängen, durch die elektrische Schaltung bestätigt wurde.

Bei jedem Kurvenabbruch erlosch ein Lämpchen an der Schalttafel. Eine regelmäßige Reihenfolge der verlöschenden Lämpchen und der damit gebrochenen Zapfen ließ sich nicht ermitteln.

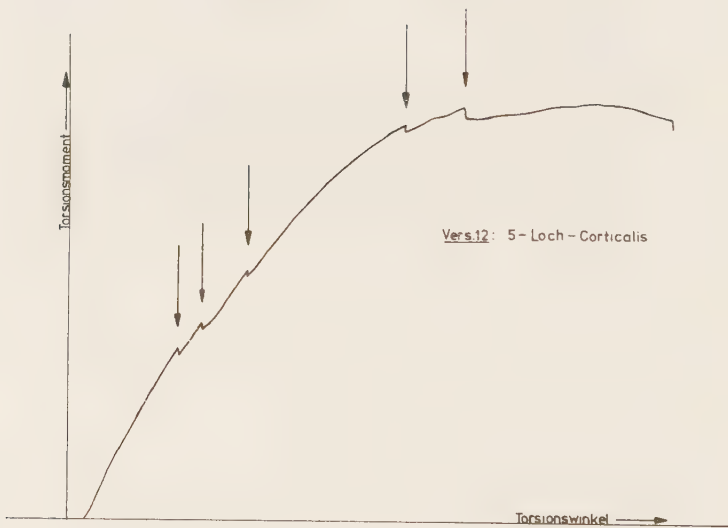


Abbildung 16: Originalkurve mit Kurvenabbrüchen.
Versuch 12 Knorpel ausgefräst bis zur Corticalis,
fünf Bohrlöcher.

II. ZUR FRAGE DER BENETZUNG DER KNÖCHERNEN PFANNE MIT
BLUT UND IHRE WIRKUNG AUF DAS AUSLOCKERUNGSDREH-
MOMENT UND DEN STEIGUNGSWINKEL DER AUSLOCKERUNGS-
KURVE:

Um aber doch einen der biologischen Parameter, die Benetzung der Knochenpfanne nach dem Auffräsen mit Blut zu berücksichtigen und nachzuahmen, wurden folgende Versuche zusätzlich durchgeführt:

Um die Anwesenheit von Blut in der Knochenpfanne nachzuahmen, wurde bei den folgenden Versuchen Ringerlösung verwandt.

Nachdem die knöcherne Pfanne aufgefräst war (bis an die Corticalis oder bis in die Spongiosa) und die je nach Versuchsreihe geforderten Bohrlöcher angelegt waren, wurden beide - Pfanne und Bohrlöcher - mit 5 ml Ringerlösung angefüllt. Nun wurde der Knochenzement vorbereitet. Vor dem Einbringen des Methylmethacrylats wurde die Pfanne mit einem Stieltupfer kurz ausgetupft und zwar derart, daß ein feiner Feuchtigkeitsfilm verblieb. Anschließend wurde dann die Endoprothesenpfanne mit dem "Palacos" implantiert.

Da die Versuchsserien ohne Ringerlösung gezeigt haben,

daß die Versuchsreihen I A bzw. II A (beide keine Bohrlöcher) bei der maschinellen Auslockerung Werte erbrachten, die bei einer Lockerung scheinbar nur einem geringen Widerstand entsprechen würden, wurden diese Versuchsreihen bei den zusätzlichen Versuchen mit der Ringerlösung nicht berücksichtigt. Außerdem wurden keine Pfannenvermessungen, keine Volumetrie der Knochensubstanz und keine Corticalismessung vorgenommen.

Es wurden je zwei Versuche zur Ergänzung von I B / I C bzw. II B/II C durchgeführt.

Die Werte für die zur Auslockerung nötigen Drehmomente und für die Steigungswinkel der Torsionsverfestigungskurven sind in Tabelle 5 und Abbildung 17 aufgeführt.

Daraus sind für die Versuchereihe I B mit Ringerlösung ein durchschnittliches Drehmoment von 1506 cmkp und ein Steigungswinkel von 55° zu ersehen.

Bei I C mit Ringerlösung betrug das durchschnittliche Drehmoment 1865,3 cmkp und der durchschnittliche Steigungswinkel $63,5^{\circ}$.

II B mit Ringerlösung zeigte ein durchschnittliches Drehmoment von 1050 cmkp und einen durchschnittlichen Steigungswinkel von 50° .

Bei Versuchsreihe II C mit Ringerlösung lag das durchschnittliche Drehmoment bei 1747 cmkp und der durchschnittliche Steigungswinkel bei 65° .

Im Vergleich zu den Versuchsserien ohne Ringerlösung läßt sich sagen:

Die Werte der Versuchsserie II mit Ringerlösung lagen in jedem Fall unter denen der Versuchsserie II ohne Ringerlösung, bis auf den Steigungswinkel bei 5-Loch-Spongiosa mit Ringer, der um 4° höher lag. Besonders fiel der Steigungswinkel von II A ohne Ringer 65° und mit Ringer 14° auf.

Bei den Werten der Versuchsserie I gab es keine so auffälligen Unterschiede. Die Drehmomente von I mit Ringer waren leicht erhöht und lagen auch über denen von II mit Ringer. Der durchschnittliche Steigungswinkel war bei I B mit Ringer kleiner als bei I B ohne Ringer, jedoch größer als bei II B mit Ringer. Bei I C mit Ringer war der durchschnittliche Steigungswinkel größer als bei I C ohne Ringer, dagegen kleiner als bei II C mit Ringer.

Tabelle 5: Versuchsergebnisse aus den zusätzlichen Versuchen

Nr.	Art	Anzahl	Steigungswinkel	Drehmoment	
VIII	Spongiosa ohne Loch + Ringer	3	14°	530	cmkp
IX	Spongiosa drei Loch + Ringer	2	50°	1050	cmkp
X	Spongiosa fünf Loch + Ringer	2	65°	1747	cmkp
XI	Corticalis drei Loch + Ringer	2	55°	1506	cmkp
XII	Corticalis fünf Loch + Ringer	2	63,5°	1865,3	cmkp

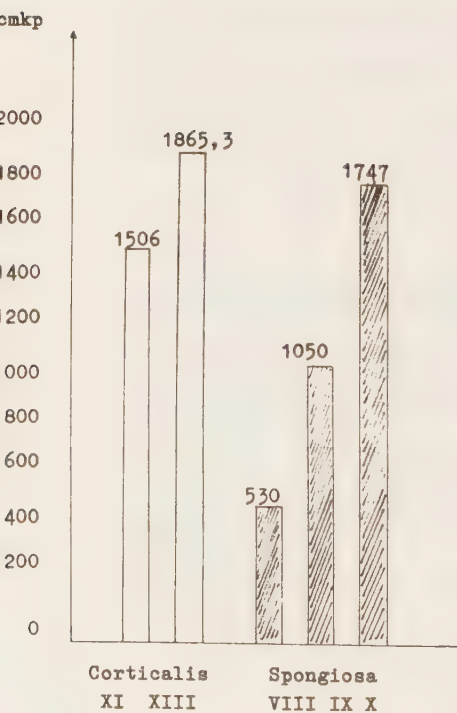
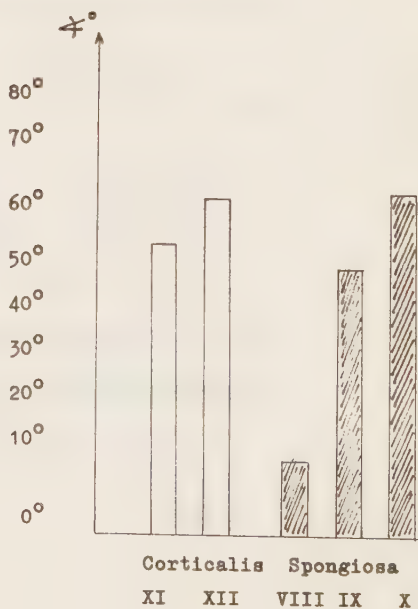


Abb. 17:

Graphische Darstellung:

a) der Drehmomente



b) der Steigungswinkel

Wir können zwar bei diesen ergänzenden Versuchen nicht von Relevanz sprechen, da nur jeweils zwei Versuche durchgeführt wurden, doch hypothetisch ließe sich bei einem Vergleich mit den Ergebnissen der des Hauptversuches sagen:

Die Werte von 5-Loch-Corticalis mit Ringerlösung sind am besten, d.h. die Auffräsung der Knochenpfanne nur bis zur Corticalis scheint bei blutiger Pfanne sinnvoller zu sein als die Auffräsung bis in die Spongiosa. Es scheint, daß die Benetzung der knöchernen Pfanne mit Ringerlösung, der Benetzung mit Blut intra operationem nachempfunden, augenscheinlich den Vorteil zunichte macht, den wir bei der Auffräsung bis in die Spongiosa zu finden geglaubt hatten, nämlich: daß sich das Methylmethacrylat in den so eröffneten Spongiosaräumen verteilen konnte und auf diese Weise zur Verankerung der Endoprothesenpfanne mit beitragen konnte.

Der ziemlich flüssig eingebrachte Knochenzement ist also nicht in der Lage, auch bei vermehrtem Einpressdruck, die Flüssigkeit aus den Spongiosaräumen zu verdrängen.

Von diesen Ergebnissen her dürfen wir außerhalb unserer experimentellen Arbeit auf jeden Fall die Forderung

von APEL, WEIGERT und FRIEDEBOLD und WITT unterstützt:
intra operationem möglichst jede Anfeuchtung
der aufgefästen Knochenpfanne zu unterbinden, also
die Pfanne gründlichst mit Stieltupfern auszutupfen.

E ZUSAMMENFASSUNG

In der vorliegenden Untersuchung sollte eine Antwort darauf gefunden werden, in wie weit unterschiedliche Implantationsmethoden einer Endoprothesenpfanne einen Einfluß auf das zur Auslockerung nötige Drehmoment haben.

Bei einer Wertung der Ergebnisse aus rein mechanischer Sicht wäre die Verankerung der Kunstpfanne mit fünf Bohrlöchern und der Ausfräsung der Knochenpfanne bis in die Spongiosa am günstigsten und verspräche den besten Halt der Endoprothesenpfanne im Knochen.

Da jedoch Knochen eine lebende Materie ist, müssen wir auch die morphologischen Gegebenheiten berücksichtigen. In Erkenntnis dieser Tatsache scheint uns die Verankerung der Endoprothesenpfanne bei Ausfräsen bis in die Spongiosa und zusätzlicher Anbringung von je einem Bohrloch im Os ilium, Os pubis und Os ischii am günstigsten zu sein. Eine zu große Anzahl von Bohrlöchern und die Eröffnung des Spongiosaraumes erscheint uns als ein zu tiefgreifender Eingriff in den Aufbau des Knochens und dadurch als eine Verminderung des Widerstandes gegen Torsionskräfte. Dabei müssen wir aber nochmals darauf

hinweisen, daß die Untersuchung aus einer biomechanischen Fragestellung heraus vorgenommen wurde.

Bei der Forderung nach einwandfreiem Sitz der Endoprothesenpfanne muß auf jeden Fall auf eine randschlüssige Einbettung der Kunstpfanne geachtet werden. Weiterhin erscheint uns eine Ausfräsung der Knochenpfanne bis zur Corticalis mit alleiniger Entfernung des Knorpels nicht ausreichend für eine feste Verankerung der Kunstpfanne.

Obwohl die angefügten Versuche durch ihre geringe Zahl keine hundertprozentige Aussagekraft haben, dürfen wir aufgrund der dargelegten Ergebnisse auf die besondere Bedeutung der Benetzung der Knochenpfanne mit Blut hinweisen.

F LITERATURVERZEICHNIS

Andersson, G.B.J., M.A.R. Freeman, S.A.V. Swanson:

Loosening of the cemented acetabular cup in total hip replacement.

J. Bone Jt Surg. 54-B (1972) 590

Apel, J., E.W. Knöfler:

Erfahrungen mit der Metallendoprothese des Hüftgelenkes.

Beitr. Orthop. 18 (1971) H. 1 35

Bentley, G., R.B. Duthie:

A comparative review of the McKee-Farrar and Charnley-total hip prostheses.

Clin. Orthop. 95 (1973) 127

Benum, P.:

Preliminary results of total hip replacement in Sophies Minde Orthopaedic Hospital, Oslo.

Acta Orthop. Scand. 42 (1971) 447

Boitzy, A., H. Zimmermann:

Komplikationen bei Totalendoprothesen der Hüfte.

Arch. orthop. Unfall-Chir. 66 (1969) 192

Burkhardt, R.:

Farbatlas der klinischen Histopathologie von Knochenmark und Knochen.

Springer-Verlag, Berlin. 1970

Chapchal, G., T.J.J.H. Sloof, A.D. Nollen:

Results of total hip replacement. A critical follow-up study.

Clin. Orthop. 95 (1973) 111

Chapchal, G., W. Müller:

Total hip replacement with McKee prothesis.

Clin. Orthop. 72 (1970) 115

Charnley, J.:

The nine and ten year results of the low-friction arthroplasty of the hip.

Clin. Orthop. 95 (1973) 9

Charnley, J.:

The long-term results of low friction arthroplasty of the hip performed as a primary intervention.

J. Bone Jt Surg. 54-B (1972) 61

Charnley, J.:

Acrylic cement in orthopaedic surgery.

Edinburgh and London, E. & S. Livingstone. 1970

Charnley, J.:

The elimination of slip between prothesis and femur.

J. Bone Jt Surg. 47-B (1965) 56

Charnley, J.:

Anchorage of the femoral head prothesis to the shaft of the femur.

J. Bone Jt Surg. 42-B (1960) 28

Charnley, J.:

Arthroplasty of the hip. A new operation.

Lancet 1 (1961) 1129

Chen, S.C., S.A. Lowe, J.T. Scales, R.H. Ansell:

An in vitro experiment to determine the efficiency of fixation of the McKee-Farrar acetabular component in relation to torsional force.

Acta orthop. scand. 45 (1974) 239

Eftekhari, N.S., F.E. Stinchfield:

Experience with low-friction arthroplasty. A statistical review of early results and complications.

Clin. Orthop. 95 (1973) 60

Eftekhari, N.S.:

Charnley "Low friction torque" arthroplasty.

Clin. Orthop. 81 (1971) 93

Evanski, P.M., T.R. Waugh, C.F. Orofino:

Total hip replacement with the Charnley prosthesis.

Clin. Orthop. 95 (1973) 69

Evarts, C.M., K.E. DeHaven, C.L. Nelson, H.R. Collins:

A.H. Wilde:

Interim results of Charnley-Müller total hip arthroplasty.

Clin. Orthop. 95 (1973) 193

Freeman, P.A., S.A.V. Swanson:

Zitat nach Anderson

Freeman, P.A.:

McKee-Farrar total replacement of the hip joint in
rheumatoid arthritis and allied conditions.

Clin. Orthop. 72 (1970) 106

Friedebold, G.:

Fehlerquellen bei Alloarthroplastiken der Hüfte und
ihre Vermeidung.

Z. Orthop. 105 (1969) 553

Gaenslen, F.G.:

Discussion of E. McBride's paper: The flanged aceta-
bular replacement prothesis.

Arch. Surg. 83 (1961) 726

Gluck, Th.:

Arthroplastik - Transplantation - Implantation von
Fremdkörpern.

Berlin. klin. Wschr. 27 (1890) 421

Gluck, Th.:

Die Invaginationsmethode der Osteo- und Arthroplastik.

Berlin. klin. Wschr. 27 (1890) 732 und 752

Haboush, E.J.:

A new operation for arthroplasty of the hip based
on biomechanics, photoelasticity, fast-setting dental
acrylic and other considerations.

Bull. Hosp. Joint. Dis. 14 (1953) 242

Haraldsson, S.:

Total hip replacement by the method of McKee-Farrar.

Acta orthop. scand. 42 (1971) 448

Hessert, G.R., M. Jäger, B. Krippendorf:

Ergebnisse der totalen Hüftendoprothese.

Arch. orthop. Unfall-Chir.

72 (1972) 305

Jäger, M., W. Küsswetter, J. Rütt, M. Ungethüm, R. Burkhardt:

Experimentelle Torsionslockerung technisch verschiedener implantierter Hüftendoprothesenpfannen.

Z. Orthop. 112 (1974) 34

Johnston, R.C.:

Clinical follow-up of total hip replacement.

Clin. Orthop. 95 (1973) 118

Kehr, H.:

Ergebnisse und Erfahrungen bei Hüftgelenksplastiken mit Totalprothesen.

Mschr. Unfallheilk. 76 (1973) 49

Kölbel, R., U. Boenick:

Mechanische Eigenschaften der Verbindung zwischen spongiösem Knochen mit Polymethylmethacrylat bei statischer Belastung.

Arch. orthop. Unfall-Chir. 73 (1972) 89

Kratzert, R., W.D. Schellmann:

Verankerungsprobleme bei der Anwendung autopolymersierender Kunststoffimplantate.

Arch. orthop. Unfall-Chir. 68 (1970) 351

Langenskiöld, A., T. Paavilainen:

Total replacement of 116 hips by the McKee-Farrar
prosthesis. A preliminary report.
Clin. Orthop. 95 (1973) 143

Lazansky, M.G.:

Complications revisited. The debit side of total
hip replacement.
Clin. Orthop. 95 (1973) 96

Leinbach, I.S., F.A. Barlow:

700 total hip replacements. Experience with 6 types.
Clin. Orthop. 95 (1973) 174

McBride, E.D.:

The flanged acetabular replacement prosthesis.
Arch. Surg. 83 (1961) 721

McKee, G.K.:

Artificial hip joint.
J. Bone Jt Surg. 33-B (1951) 465

McKee, G.K.:

Development of total prosthetic replacement of the
hip.
Clin. Orthop. 72 (1970) 85

Morris, J.B., O.R. Nicholson:

Total prosthetic replacement of the hip joint in
Auckland.
Clin. Orthop. 72 (1970) 33

Murray, W.R.:

Results in patients with total hip replacement
arthroplasty.

Clin. Orthop. 95 (1973) 80

Nicholson, O.R.:

Total hip replacement. An evaluation of the results
and technics, 1967 - 1972.

Clin. Orthop. 95 (1973) 217

Owen, R., A.K. Pal:

The Charnley low-friction arthroplasty.

J. Bone Jt. Surg. 53-B (1971) 149

Parsons, D.W., D. Goddard, R.H. Ansell:

Observations on the fixation of the femoral component
of the total hip prostheses using acrylic cement.

J. Bone Jt. Surg. Vol 52-B (1970) 177

Ring, P.A.:

Complete replacement arthroplasty of the hip by
the Ring prostheses.

J. Bone Joint Surg. 50-B (1968) 720

Ring, P.A.:

Total replacement of the hip joint.

Clin. Orthop. 95 (1973) 34

Rütt, A.:

Die Therapie der Koxarthrose. Historischer Überblick.

Thieme, Stuttgart 1969

Rütt, A.:

Mündliche Mitteilungen

Sachs, L.:

Statistische Auswertungsmethoden.

Springer, Berlin 1968

Safi, R., Schreiber, A.:

Ergebnisse der Hüfttotalplastik.

Z. Orthop. 110 (1972) 83

Scales, J.T., J.N. Wilson:

Some aspects of the development of the Stanmore
total hip joint prothesis.

Reconstr. Surg. Traumat. 11 (1969) 20

Sivash, K.M.:

The development of a total metal prothesis for
the hip joint from a partial joint replacement.

Reconstr. Surg. Traumat. 11 (1969) 53

Stauffer, R.N., R.C. Johnston:

Total hip replacement.

Arch. Surg. 103 (1971) 668

Stern, M.B., S.S. Grant:

Fifty total hip replacements.

Clin. Orthop. 86 (1972) 79

Urist, M.R.:

The principles of the hip-socket arthroplasty.

J. Bone Jt Surg. 39-A (1957) 786 - 810

Verneuille, A.:

De la création d'une fausse articulation par section
on résection partielle de l'os maxillaire inférieur,
comme moyen de remédier à l'ankylose vraie ou fausse
de la machoire inférieure.

Arch. Gén. de Med. 15 (1860) 174

Weber, B.G.:

Hip arthroplasty complications after total hip re-
placement by rotation endoprothesis.

Acta. orthop. scand. 42 (1971) 444

Weigert, M., G. Friedebold, H. Klems:

Fehler und Gefahren beim totalen Hüftgelenkersatz.

Z. Orthop. 109 (1971) 659

Wenzkowski, M.:

Eine neue und einfache Methode zur Beurteilung des
Verhältnisses zwischen Knochensubstanz und Knochen-
mark im menschlichen Beckenkamm.

Inaug.-Diss. München 1972

Wiles, P.:

The surgery of the osteo-arthritic hip.

Brit. J. Surg. 45 (1958) 488

Wilson, J.N., J.T. Scales:

The Stanmore metal to metal total hip prothesis using
a three pin type cup. A follow-up of 100 arthroplasties
over nine years.

Clin. Orthop. 95 (1973) 239

Wilson, J.N., J.T. Scales:

Loosening of total hip replacements with cement
fixation.

Clin. Orthop. 72 (1970) 145

Wilson, P.D., H.C. Amstutz, A. Czerniecki, E.A. Salvati,
D.G. Mendes:

Total hip replacement with fixation by acrylic cement.

J. Bone Jt. Surg. 54-A (1972) 207

Witt, A.N., M.H. Hackenbroch jun.:

Probleme der Pfannenverankerung im Rahmen der totalen
Ersatzarthroplastik des Hüftgelenkes.

Z. Orthop. 110 (1972) 292

Lebenslauf

Als zweites Kind meiner Eltern, Professor Dr. med. August Rütt und Margret Rütt, geborene Schmitz-Sinn, wurde ich, Jürgen Rütt, am 21.11.1947 in Köln geboren.

Dort besuchte ich die Volksschule Redwitzstraße und anschließend das Humanistische Apostelgymnasium.

1962 zogen wir nach Würzburg, wo ich auf das Wirsberggymnasium wechselte. Dort legte ich 1968 die Reifeprüfung ab.

Mein medizinisches Studium begann ich 1968 in Würzburg, wo ich 1972 die Ärztliche Vorprüfung ablegte. Das klinische Studium setzte ich in München an der Technischen Universität fort.

Herrn Professor Dr. med. A.N. Witt danke ich für die Übernahme des Correferates und für die Möglichkeit, an seiner Klinik meine Dissertation durchzuführen.

Herrn Professor Dr. med. M. Jäger danke ich für die Zuweisung des Themas und seine Unterstützung bei der Ausarbeitung der Dissertation.

Herrn Dr. med. W. Küsswetter und Herrn Dipl.Ing. M. Ungethüm, wissenschaftliche Assistenten der Orthopädischen Klinik München, danke ich für ihre bereitwillig gegebenen Anregungen und Beratungen bei der Durchführung der experimentellen Untersuchungen.

Herrn Professor Dr. med. R. Burkhardt, Vorstand der Abteilung für Knochenmarksdiagnostik an der I. Medizinischen Klinik der Universität München, danke ich für die Beratung und Unterstützung bei der Auswertung der Volumetrie.

Herrn Professor Dr. med. W. Spann, Vorstand des Institutes für Rechtsmedizin an der Universität München, danke ich für die Möglichkeit, in seinem Institut das Knochenmaterial entnehmen zu können.

